



TITLE:

電子膀胱鏡の使用経験

AUTHOR(S):

和志田, 裕人; 渡辺, 秀輝; 野口, 幸啓; 佐々木, 昌一;
加藤, 誠

CITATION:

和志田, 裕人 ...[et al]. 電子膀胱鏡の使用経験. 泌尿器科紀要 1991, 37(8):
869-875

ISSUE DATE:

1991-08

URL:

<http://hdl.handle.net/2433/117255>

RIGHT:

電子膀胱鏡の使用経験

安城更生病院泌尿器科 (部長 : 和志田裕人)

和志田裕人, 渡辺 秀輝, 野口 幸啓

佐々木昌一, 加藤 誠

INITIAL CLINICAL EXPERIENCE WITH VIDEO-CYSTOSCOPE

Hiroto Washida, Hideki Watanabe, Yukihiro Noguchi,

Syoichi Sasaki and Makoto Kato

From the Department of Urology, Anjo Kosei Hospital

The endoscopic image processing system which has a very small charge coupled device (CCD) at the distal tip of an endoscope, can give us a quite different imaging information from the conventional optical endoscopes, of which the main functions were just to "see inside the human body". The advantage of this endoscopic image processing system has been well recognized but, since the scope diameter could not be made smaller due to the size limitations of the CCD chip itself, the system has not been utilized in the field of Urology. In cooperation with Olympus Optical Co., we have studied a system called Urological Video Information System (UVIS) in order to utilize the image processing system for Urology. In our system a special light source with RGB light output is utilized together with a conventional optical cystoscope and a video converter is connected to the eyepiece of the scope in order to observe endoscopic images on the monitor. Endoscopic images can be stored in an image filing system when necessary.

The image quality of UVIS is inferior to that of the conventional cystoscopes at the moment and there are several other technical problems to solve but, as witnessed in the field of Gastroenterology, it is expected that this kind of electronic system will become much more important in the future. This report covers the current problems and some considerations of them as an initial study.

(Acta Urol. Jpn. 37: 869-875, 1991)

Key words: Video cystoscope, Image processing

緒 言

内視鏡先端部に超小型固体撮像素子 : charge coupled device (CCD) を組み込んだビデオ内視鏡 (Welch-Allen 社) が, 1983 年発表され¹⁾. わが国でもその使用経験の報告²⁾ さらには, 同様の装置が開発された³⁾. これらが, いわゆる "電子内視鏡" と呼称されているものである.

電子内視鏡の特徴は, 対象物体の像が CCD に入った光の強さに応じて電気信号に変換される事 : アナログ情報をデジタル情報として取り扱うことが出来ることである.

具体的には, (1)観察, 処置がテレビモニターを観察

しつつ行われる事, (2)画像処理等の画像情報の加工や, 電子ファイリングさらには通信による遠隔地への画像情報の伝達が可能となった事, (3)CCD の感度は非可視光の範囲まである事などである^{4,5)}.

一方, 近代膀胱鏡の歴史は, Nitze-Leiter 型 (1879年) を始まりとし, シースとスコープが分離した灌流式膀胱鏡 (1908年, Brown and Buerger), そして導光路にグラスファイバーを用いた膀胱鏡 (1963年, Wallace) へと発展してきた. その後も光学技術の進歩により膀胱鏡開発は発展を遂げ, ほぼ完成されたといえる. しかし, その診断については人間の肉眼である事には変化がなく, またその伝達方法についても不確実である. 診断を客観的に行う事, また正確に

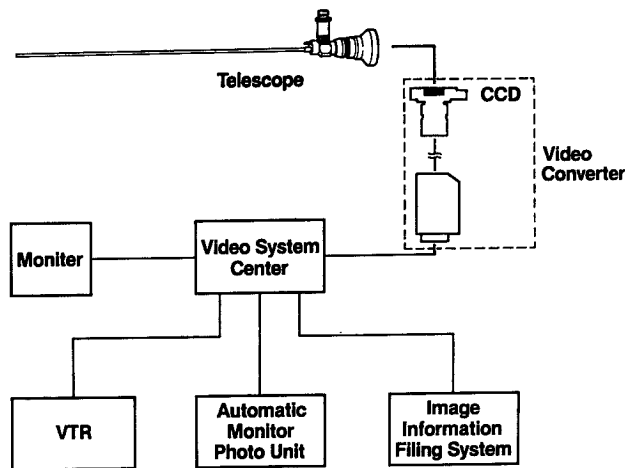


Fig. 1 Block diagram of UVIS.

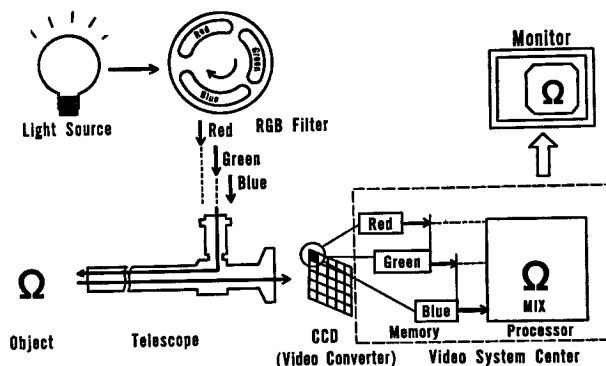


Fig. 2. Principles of imaging: Single plate RGB field sequential method.

伝達する事は現状の方法では未完成であるともいえる。

われわれは、電子内視鏡の泌尿器科領域における利用を目的として、1989年4月より臨床研究を開始した。本論文では、現在まで(1990年8月)の使用経験を報告する。

構成と使用方法

今回、われわれが用いたシステムを Fig. 1 に示す。画像収集システムは、膀胱尿道鏡に、CCD 内蔵接眼アダプターをつけたビデオコンバーターを、電子内視鏡装置: EVIS-1 に接続し(以下、電子膀胱鏡)、使用した。この電子膀胱鏡に、後述の画像・データ管理システムを含めて、泌尿器科用画像情報システム(urological video information system: UVIS, オリンパス光学, 東京)と著者らが命名した。

使用方法: (1)患者データを画像・データ管理システ

ムのコンピュータに入力する, (2)膀胱鏡を挿入後, テレスコープ接眼部にビデオコンバーターを装着する, (3)テレスコープに RGB 用光源からのライトガイドを接続する, (4)膀胱内腔への灌流液の注入を調節しつつ, モニターテレビの画像を観察する, (5)必要な画像は, 画像・データ管理システム・各種記録媒体(ビデオテープ, カメラフィルム, カラービデオプリンター, 光ディスク, コンピュータ)にファイルする。

撮像方式の原理

電子膀胱鏡の撮像方式は、単板 RGB 面順次方式である (Fig. 2)。この装置の色調は光の三原色: 赤 (R), 緑 (G), 青 (B) より成り, 以下の順に画像が作成される。

1)光源からの光は、回転フィルターにより R, G, B の順番に、高速で (フィルター回転数: 30 回転/SEC)

テレスコープを介して, 送られる。

2) R, G, B のそれぞれの照明光下の映像は, ふたたびテレスコープを通して, ビデオコンバーターの CCD でとらえられ, 各画素で電気信号に変換され, R, G, B の順にビデオプロセッサに送られる。

3) CCD の信号は, 色別にビデオプロセッサ内のメモリーに蓄積される。

4) 3つの色信号が揃うとメモリーより, 同時にモニターに送られ再生される。

使用経験

安城更生病院泌尿器科を受診し, 膀胱鏡検査の対象となった 100 例について, 通常膀胱鏡検査後に, 電子膀胱鏡による観察を行い, 両者の比較を行った。疾患の内訳は, 膀胱腫瘍: 52 例 (治療後の追跡 22 例を含む), 急性膀胱炎: 26 例, 前立腺肥大症: 10 例, 片側腎出血: 5 例, 顕微鏡的血尿: 4 例, その他 3 例であった。検査医師は, 電子膀胱鏡による検査中, モニターテレビの画面を患者に供覧しつつ所見について説明を行った。また, 週 2 回の外来・入院患者カンファレンスにおいて, ファイリングシステムに収納してある画像より診断, 経過などを検討の資料に利用した。

以下に上述の経験を要約する。

1) モニターテレビの画像について

至適光量による画像は, 通常膀胱鏡のそれとはほぼ同じであった。患者には, 検査を行いながらリアルタイムに説明する事が出来た。同一症例の電子膀胱鏡のモニター画面全景を Fig. 3-A に, 通常膀胱鏡写真を Fig. 3-B に示した。

しかし, 光量不足と至適光量のラティチュードが狭いために, 望遠像は暗かった。通常膀胱鏡検査では 1 視野で観察可能な範囲でも, 2~3 視野に分けて観察せざるをえない場合もあった: 内尿道口近接部や左右側壁の観察の場合, その奥は真っ暗となり観察が出来なかった。また静止画像は, 水のゆらぎ, 腸管蠕動運動の影響などによる微妙なブレが生じ, やや不鮮明な画像となった (Fig. 4-A, 5-A, 6-A)。

観察能を高める目的で, 空気膀胱による観察を膀胱腫瘍の数例に試みたところ, 明るさは良くなり, 観察能はやや改善された。しかし, (1) 乳頭状腫瘍では乳頭の所見が認められなくなった。(2) 残存尿や腎尿流出による尿貯留により, 三角部の観察には不都合であったことより空気膀胱は, 不適當であることが判明した (Fig. 4-B, 5-B)。

2) ファイリングシステムについて

光ディスクより呼び出した画像は, モニターテレビ

画像と同一であり, 医師のカンファレンス, 患者の経過追跡とその説明には十分に利用できた。とくに, 膀胱腫瘍により膀胱全摘出術が必要な症例には, 患者に納得させるのに有力な手段であった。

3) 画像処理について

電子膀胱鏡に搭載されており, 検査中にリアルタイムで行い得た画像処理について述べる。

1) 色調調整による画像処理について

モニターテレビ上の画像の色調は, G は固定されている。R と B は調整可能である。ビデオプロセッサのコントロールパネルのボタンにより, 0 を基調として, + 側は強調, - 側は減調でそれぞれ 4 段階に調整できる。もっとも, R, G, B 各色ともに観察用モニターテレビの入力端子をはずすことあるいは, モニターの色バランスつまみを使用することにより, それぞれの単色や混合色をつくり出すことは簡単である。

i) R, G, B それぞれ単独照明による画像について:

乳頭状腫瘍の原画像を Fig. 7-A に示した。R 単独照明: 画面全体に赤の色調がきわめて強く, 赤色の程度に差が認められない; 病変部はもとより全体の所見は判別不可能であった (Fig. 7-B)。G 単独照明: R 単独照明の時よりも画面全体が明るくなった (Fig. 7-C)。B 単独照明: 病変部の識別は, R 単独照明の時よりも可能とはなったが, G 単独照明の時と比較すると全体にやや暗く病変の識別が困難であった (Fig. 7-D)。

R, G, B それぞれの単独照明を比較すると, G 単独照明が病変の輪郭や凹凸, 血管像を他の照明に比して鮮明に示していた。

ii) RGB 三色混合照明時の画像について

R 成分が強調されると画面全体に赤色が強くなり, 所見がほとんど得られなかった。B 成分を減調すると画面全体が黄色を帯び, 不自然な色調となり診断には不適當であった。肉眼的観察時の色調に最も近いのは, R 成分: -3 ~ -4, B 成分: +2 ~ +3 であった。

色調の変化を全例に行ったが, 通常膀胱鏡による情報以上のものは得られなかった。顕微鏡的血尿例において, 電子膀胱鏡による腎出血側の確認の可能性について, この色調変化を行ったが, 確認はできなかった。

2) 輪郭強調について

電子膀胱鏡には, 遅延素子による輪郭強調回路が組み込まれている。この画像処理を主に膀胱腫瘍症例について行った (Fig. 5-C, 6-B, 7-A~D)。凹凸のある病変部は, 白く縁取られるために, 凹凸が存在するこ

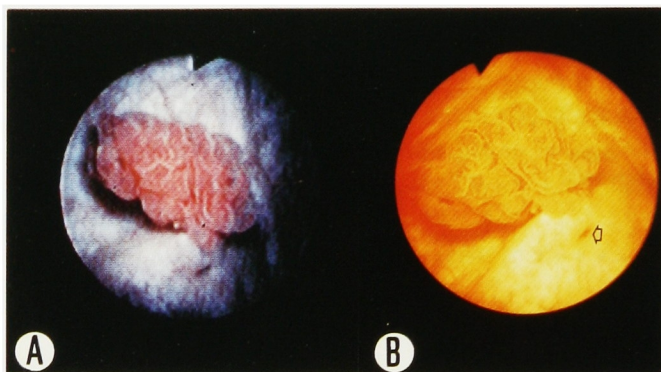


Fig. 3. Photograph of a papillary tumor on the left ureteral orifice (white arrow in B). A: by UVIS, B: by conventional cystoscope.

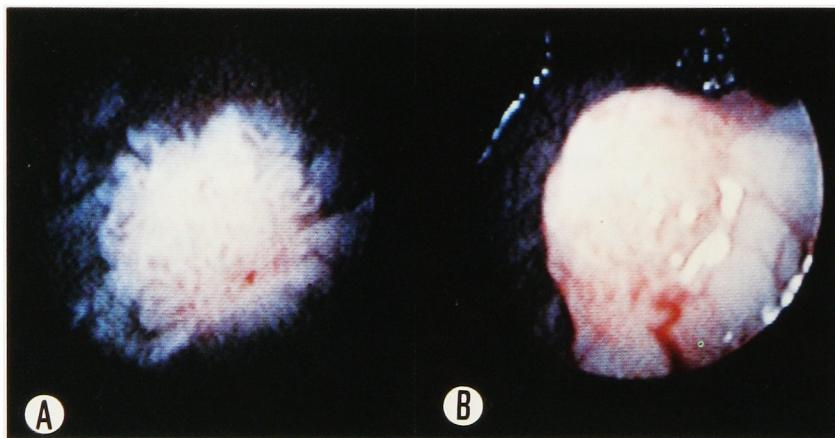


Fig. 4. Photograph of a papillary tumor on the bladder neck. The tumor is clearly shown, but inner part of the bladder is not able to see (in both of A and B). Papillary structure of the tumor is not distinguishable (in B). A: in the water, B: in the air.

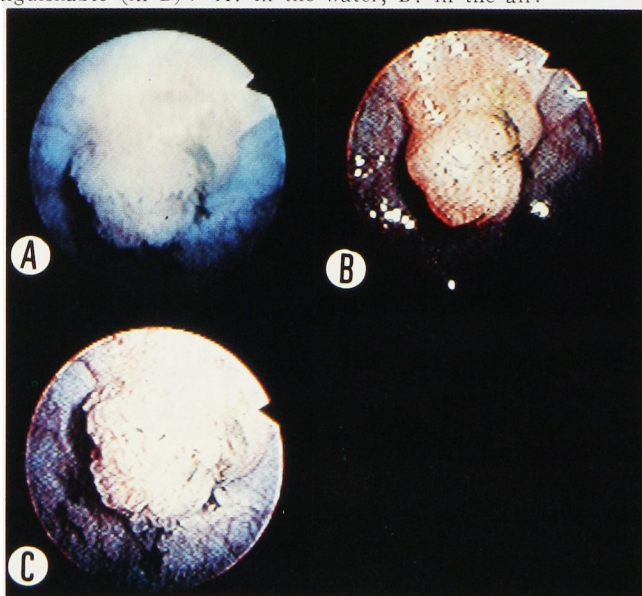


Fig. 5. Photograph of a papillary tumor on the bladder roof. A: in the water, B: in the air, C: edge-enhanced image in the water.

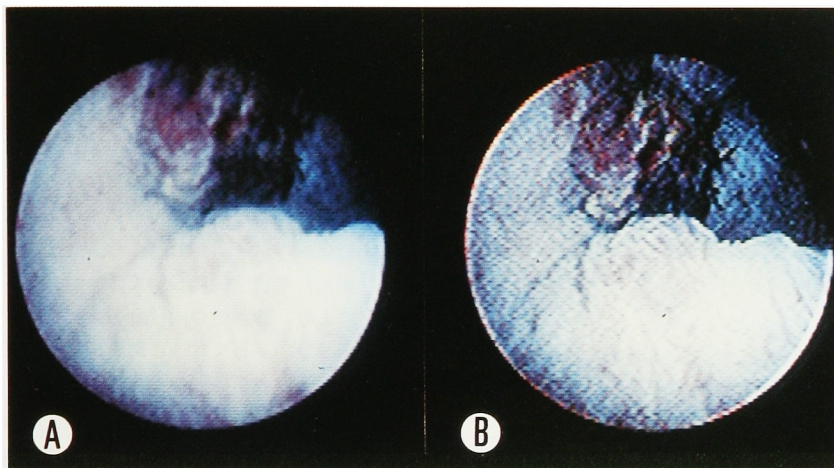


Fig. 6. Photograph of non-papillary tumor on the bladder roof. A: in the water, B: edge-enhanced image in the water.

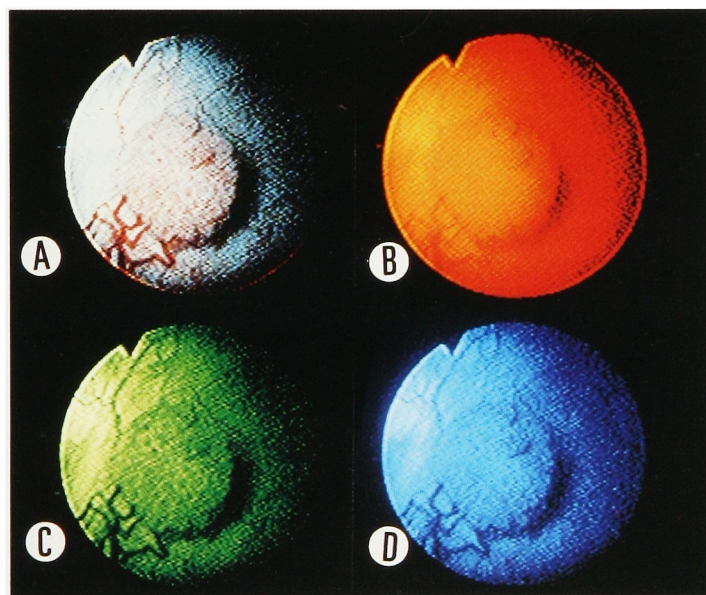


Fig. 7. Photograph with edge-enhanced image of a bladder tumor on the right side wall. A: original image, B: with red light alone, C: with green light alone, D: with blue light alone.

Photographs from Fig. 4 to Fig. 7 are taken by UVIS.

と(たとえば膀胱腫瘍の乳頭部分)は, より明瞭となった。しかし, この処理によりモニター画面のギラツキや, 膀胱腔内の微小浮遊物の乱反射により視野が妨げられる場合の方が多く, 通常膀胱鏡による情報以上のものは得られなかった。

考 察

膀胱鏡を含めた現在の内視鏡診断学は, 計測や客観的表示不可能は大きな欠点として存続していること⁶⁾

が指摘されている。「内視鏡所見に対する計測, 定量化が行わなければ, いかに“よく見える”内視鏡機器が開発され, 検査医の“経験”が蓄積されても, その診断能は主観的, 個人的な域を脱することはできない。」と述べている山口ら⁷⁾の意見には, 著者らのみならず大方の賛同を得るであろう。

「電子内視鏡は現代の技術開発の産物であり, 単に内視鏡技術の延長ではない。したがって, この先端技術の理解なくしてはファイバースコープの限界を超え

ることはできないと同時に、電子内視鏡の応用と次の時代への進歩につながらない⁸⁾。」とまで消化器領域においては、表現されている。この考え方を背景にして、消化器領域では研究・臨床応用は活発である。(1)従来の主観的診断を乗り越えた内視鏡診断の開発、(2)ステレオ撮像による立体計測⁹⁾、(3)不可視領域の可視化により癌の浸潤範囲と深達度とが内視鏡により可能^{10,11)}、(4)電子内視鏡画像を電送し、病院間での検討や一カ所での集中処理^{12,13)}などは、すでに実現されている。

われわれはこの特徴を応用する目的で、電子膀胱鏡装置の研究を開始したのであるが、現時点では以下に述べる大きな障害に遭遇している。

第一にモニター画面のラチチュードの狭さである。これは、(1)光量の絶対的不足、(2)照明光下の映像が直接 CCD で捉えられないことの二点に主原因があると考えられた。(1)については、光源の改良と硬性鏡用導光路の開発が必要である。(2)については、膀胱鏡テレスコープ先端に取り付けられる小型で、感度特性の優れた CCD の開発が必要である。

第二は静止画像の不鮮明さである。この原因は、(1)膀胱腔内は、腸蠕動・腎尿あるいは灌流水の流入などにより微妙に揺れ動いている、(2)単板面順次方式による RGB の time lag と静止画像を作成するのに1/20秒かかる、(3)テレビモニターの解像度が考えられた。

技術革新の時代の現代では、これらの問題は早急に解決されると思われる。現実に1990年春に、著者らが使用した EVIS-1: 第一世代を大幅に改良した、第二世代の電子内視鏡 (EVIS-100, 200: オリンパス光学、東京) が開発された^{4,5,14)}。(1)ラチチュードが向上していること (RGB 順次照明光強度の工夫、自動調光回路の改善)、(2)色ズレ防止フリーズの開発により、鮮明な静止画像が得られることは、前述の原因を解決している可能性が高く、この第二世代の装置を用いての検討が期待される。本論文に供覧した電子膀胱鏡による写真は、実際の肉眼観察によるモニター画面より劣化している。これは、肉眼では隠されるテレビ映像信号が、写真では明瞭となることによる。このモニター画面の画質についても、ハイビジョン方式の導入について検討が始まっている¹⁵⁾。

一方、画像情報処理とは、ある情報量に人間にとって有用な情報量が付加される事であり¹⁶⁾、画像を一度電気信号にすれば、物理量が何であろうと画像処理の技法は共通である¹⁷⁾、と定義されている。

R, G, B それぞれ単独照明による画像についての結果は、中澤ら¹⁸⁾と同じであり、カラーテレビの三原

色パッチにおける各成分の働き¹⁹⁾より理解された。RGB の混合色照明において、R成分を最も減弱させる必要があったことから、電子膀胱鏡には RGB の信号の割合⁸⁾の R成分の比率を低くする必要がある。

色は感覚なのであり²⁰⁾、肉眼で色を識別する方法では、R, G, B 各成分を単に変化させるだけでは、診断能を向上させることは期待出来ないと考えられた。電子内視鏡の RGB 画像を、色の三属性 (色相、彩度、明度) の色空間について、コンピュータ処理することにより、診断能の向上が期待されている²¹⁾しかし、より分かり易くなった病変でもその定量的表現は困難であるとの指摘もある⁹⁾。

輪郭強調とは、形態強調を行う画像処理の一方法である。電子膀胱鏡の方法は、アナログの輪郭強調: 元画像の信号と数マイクロ秒ずらした画像の信号の差分を元画像に合わせたものである^{22,23)}。本装置におけるこの処理の欠点は、画面のギラツキが視野を妨げたことである。この改良には、各種の画像微分処理 (Roberts 法, Sobel 法, Prewitt 法, Laplacian 法など¹⁸⁾)あるいはアンシャープ マスキング²³⁾について、電子膀胱鏡に適した方法を検討する必要がある。

今日、泌尿器科領域においては、特に内視鏡検査・手術に際して、各種の映像装置が使用される事が多くなってきている。しかし、泌尿器科領域の内視鏡画像を画像情報として処理する装置は、開発されていない現状である。今回の経験では、EVIS-1 の特徴を電子膀胱鏡として生かすには至らなかった。しかし、泌尿器科領域における、画像情報処理装置としての可能性は、十分に UVIS にはあると著者らは考えているので、今後一層の研究を続ける。

電子膀胱鏡と UVIS の名称について: 著者らと同じ構成の硬性腹腔鏡を電子腹腔鏡と呼称している事²⁴⁾、膀胱鏡を他の泌尿器科内視鏡に変えても使用出来る可能性があることさらに画像を情報として取り扱うシステムであることにより命名した。

結 語

われわれは、通常膀胱鏡に電子内視鏡を接続した装置を電子膀胱鏡と、これに画像・データ管理システムを含めて泌尿器科用画像情報システム (urological video information system: UVIS) と名付けた。このシステムについての研究を1989年4月より開始したので、現在まで (1990年8月) の使用経験を報告した。

従来の肉眼的観察時の所見と比較して、至適光量による画像は、通常膀胱鏡のそれとほぼ同じであった。

しかし, 光量不足と至適光量のラティチュードが狭いために, 望遠像は暗かった。

しかし, 画像処理用あるいは, ファイリング用の静止画像の画質は, 不鮮明であった。この点を改良しなければならないが, 画像を直接電気信号に変換しているので, コンピュータに入力できることになり, 画像診断のみならず, 泌尿器科内視鏡学の進歩に寄与することが, 期待された。

本論文の要旨は, 第78回日本泌尿器科学会総会(札幌市)にて発表した。

本研究は厚生省がん研究助成金(吉田班: がんの診断, 治療を目的とした内視鏡機器の開発, 1-48)の助成を受け, オリンパス光学株式会社の協力を得た。

文 献

- 1) Sivak MV and Fleisher DF: Colonoscopy with a videoendoscopy: preliminary experience. *Gastrointest Endosc* 30: 1-5, 1984
- 2) 荻田 幹夫, 有山重美, 安武隆二郎, ほか: Video-Endoscope の使用成績. *Gastroenterol Endosc* 27: 2052-2056, 1985
- 3) 岡崎幸紀, 荻田幹夫, 藤村 寛, ほか: 電子スコープ "TV-endoscope I 型" の開発. *Gastroenterol Endosc* 28: 88-95, 1986
- 4) 上原政夫, 山口達也: 電子内視鏡, 超音波内視鏡の現況と今後の課題. *映像情報 (M)* 22: 1438-1440, 1990
- 5) 小山茂樹: 電子内視鏡—最近の進歩. *映像情報 (M)* 22: 1451-1455, 1990
- 6) 竹本忠良: なぜ電子スコープなのか. *胃と腸* 22: 13-16, 1987
- 7) 山口 肇, 小黒八七郎, 吉田茂昭, ほか: 電子スコープの将来と現状—画像処理の観点から—. *胃と腸* 22: 45-50, 1987
- 8) 勝 健一: 電子スコープの原理と構造. *臨床消化器内科* 4: 631-639, 1989
- 9) 山口 肇, 吉田茂昭, 小黒八七郎: ステレオ電子内視鏡立体計測システム. *映像情報 (M)* 22: 1323-1327, 1990
- 10) 丹羽寛文, 宮原 透, 土居利光: 非可視光の応用とその将来性. *臨床消化器内科* 4: 693-702, 1989
- 11) 永尾重昭, 宮原 透, 川口 淳, ほか: 赤外線電子スコープによる胃病変の観察. *映像情報 (M)* 21: 473-475, 1989
- 12) 中澤三郎, 小島洋二: 画像のファイリングと電送システム. *臨床消化器内科* 4: 711-717, 1989
- 13) 浅野正裕, 島田 満, 諸岡 隆, ほか: 電子内視鏡画像電送システムの利用と評価. *映像情報 (M)* 21: 477-481, 1989
- 14) 生野勇二: ビデオスコープを取り巻く最近の状況. *電子写真* 29: 188-196, 1990
- 15) 大関健二: 消化器内視鏡検査におけるハイビジョン技術の導入の可能性. *Gastroenterol. Endosc* 32: 2459-2461, 1990
- 16) 小寺吉衛: デジタル画像に望まれるもの. *映像情報 (M)* 22: 1410-1413, 1990
- 17) 丸谷洋二, 若林秀一, 川本 哲巳: 画像処理の定義. 画像処理装置とその使い方, 初版, p. 1, 日刊工業新聞社, 東京, 1980
- 18) 中澤三郎, 茅野純治: 電子スコープにみる臨床効果と診断の可能性—画像診断から画像処理—. *映像情報 (M)* 22: 695-699, 1990
- 19) 金子隆芳: ヘルムホルツ三色説の原型. 色彩の科学. 初版, pp. 41-45, 岩波書店, 東京, 1988
- 20) 金子隆芳: ニュートンのカラー・サークル. 色彩の科学, 初版, p. 18, 岩波書店, 東京, 1988
- 21) 吉田行雄, 木村 健: 画像処理の現状. *臨床消化器内科* 4: 685-692, 1989
- 22) 古橋春男: 画質補正回路. ビデオ技術ハンドブック. 持木一明編. p. 100, 電波新聞社, 東京, 1990
- 23) 吉田行雄, 木村 健, 加藤春夫, その他: 画像の微分処理と形態強調. *日本臨床* 45: 1205-1209, 1987
- 24) 田中由宇志, 早川勇二, 東 哲明, ほか: 2次元フーリエ変換による肝表面像の解析—(1)基礎的検討—. *Gastroenterol Endosc* 32: 2342-2355, 1990

(Received on January 31, 1991)
(Accepted on April 18, 1991)
(迅速掲載)